



ESTUDO DO CONTROLADOR ORGÂNICO DERIVADO DE BIOMATERIAL LÁTEX PARA CORREÇÃO DA PASSADA DIABÉTICA UTILIZANDO A MUDANÇA QUALITATIVA E QUANTITATIVA DAS CARGAS APLICADAS AO PÉ

STUDY OF THE ORGANIC CONTROLLER DERIVATIVE FROM LÁTEX BIOMATERIAL TO CORRECTIONS ON THE DIABETIC STEP USING THE QUALITATIVE AND QUANTITATIVE CHANGE OF LOADS APPLIED ON THE FOOT.

Diana Carolina Montilla Perafán

Universidade de Brasília, e-mail: dcmp1807@gmail.com

Jaqueline Alves Ribeiro

Universidade de Brasília, Instituto Federal Goiano – Campus Ceres

Suelia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Universidade de Brasília

Marina Pinheiro Marques

Universidade de Brasília

Afonso Delgado Soares de Souza

Universidade de Brasília

Daniela Neves Lima

Universidade de Brasília



RESUMO

A Diabetes é uma doença que desenvolve mudanças físicas no corpo humano, dentre elas um caminhar inadequado. As investigações científicas estudam a etiologia mecânica do problema para criar novas tecnologias que ajudam a avaliar as principais variáveis do sistema, por isso, este trabalho apresenta o desenvolvimento e a inserção de um elemento externo denominado Diabets Ground Control (DGC) cujo objetivo é propor um controlador para que por meio da mudança qualitativa e quantitativa das cargas aplicadas ao pé seja possível a correção da passada diabética. Essa interação controlada entre o pé diabético e o controlador é o que os autores defendem como a teoria

de Controle Orgânico. O modelo matemático proposto será construído usando a ferramenta Bond Graph (BG), um método alternativo as práticas clássicas de modelagem existentes introduzido por Paynter em 1961. Essa metodologia é fundamental para a concepção de uma teoria bio inspirada na área de Engenharia Biomédica, a teoria de Controle Orgânico. Como resultado, tem se a especificação do controlador a partir de sistemas mecânicos análogos ao sistema real e a especificação do sistema mecânico análogo ao dispositivo biotecnológico. Dessa forma, a palmilha DGC permitirá a redistribuição da carga por toda a extensão da planta do pé sempre interagindo diretamente na resposta do sistema.

PALAVRAS CHAVE: Diabets Ground Control; diabetes; modelo matemático; bond graph; biomaterial.

ABSTRACT

This work presents the development and the insertion of an external element denominated as Diabetes Ground Control (DGC) based in the mechanical etiology of the problem and evaluates the variation of the principal variables of the system. The objective of this work is to propose a controller that through the qualitative and quantitative change of the loads applied to the foot the correction of the diabetic step can be possible. This controlled interaction between the diabetic foot and the controller is what the authors defend as theory of Organic Control. To obtain the mathematical model will be used Bond Graph (BG) tool, an alternative method to the classical modeling practices existents, introduced by Paynter in 1961. This methodology is fundamental to the conception of a bio inspired theory in the Biomedical Engineering area, the theory of Organic Control. In this way, the DGC insole will allow the redistribution of load through the whole extension of the sole always interacting directly in the system response.

KEYWORDS: Diabets Ground Control; diabetes; Mathematical model; Bond graph; Biomaterial.

INTRODUÇÃO

As complicações decorridas da Diabetes revelam um grau de amputação e mortalidade elevadas. Vários estudos na literatura têm sido realizados para o entendimento e configuração de um quadro geral para tratamento e assistência. As principais injurias são deformação, ulcerações, arrastamento da perna (forçando os músculos da bacia),

cadência da marcha, velocidade e ciclo de tempo de passada. O que implica em um caminhar inadequado quando comparado com pessoas não portadoras de Diabetes. Para tais comparações são utilizados ambientes controlados, alterando variáveis como degraus, aclives e declives [1-7].

Com a constatação de que as lesões ocorridas no pé diabético tem sua etiologia mecânica, a ciência tem se esforçado em realizar a estabilização, correlação e correção desses fenômenos físicos entre a ocorrência da ulceração e a distribuição da pressão plantar.

Um estudo conduzido com análise 3D concluiu que o andar da pessoa com diabetes tipo 2 e sem neuropatia periférica [17] possui perda de flexibilidade por parte dos músculos gerando alterações da energia muscular. Além disso, outras variáveis de estudo, por exemplo a força de reação e a tensão de cisalhamento, mostram que a atividade muscular de algumas regiões eleva a tensão de cisalhamento e a força aplicada na fase do caminhar de pré-balanço e de propulsão, além da redução da absorção de choque devido a diminuição do momento vertical [18,19].

Na literatura são vários os estudos da variação da pressão. De acordo com [8-15], as variáveis de pressão e tensão de cisalhamento aplicadas em pontos distintos produzem efeitos nas regiões frontais do pé (*forefoot*) mais acentuadas que as regiões do calcanhar. Em um outro estudo os resultados mostram que o pico de pressão não ocorre no mesmo ponto da tensão de cisalhamento [16].

Assim, todas essas evidencias de ocorrência do déficit muscular, associado com decréscimos cinemáticos, devem ser aplicadas como estratégias na correção do caminhar diabético [12-15, 21, 22]. Alguns autores utilizaram palmilhas transdutoras para ser um indicador e corretor para realizar a distribuição plantar por meio de adaptações nos calçados e de palmilhas comerciais

tais como DH Pressure Relief Shoe™ e a Insole of DH Pressure Relief Shoe™ com formato hexagonal com a possibilidade de pedaços poderem ser removidos para promover o alívio da pressão plantar na região por exemplo ponto do metatarso [23-25].

Em outro estudo recente [26] foi demonstrado (usando sistemas mecânicos para capturar as características da tensão de cisalhamento e suas propriedades) que os pacientes diabéticos possuem baixa influência de elasticidade e viscoelasticidade em pontos relevantes de pressão plantar. Além disso, existe uma relação entre a parte frontal do pé com o intervalo do ângulo de movimento (*ankle range of motion*: ROM) na qual observa-se uma amplificação das forças mecânicas em associação com a diminuição do intervalo desse ângulo, refletindo em um aumento relevante de quedas e ulcerações [27].

Diante do problema enunciado, este trabalho irá apresentar uma nova abordagem do movimento humano e a distorção do caminhar diabético. Para isso os elementos mecânicos da proposta irão caracterizar a caminhada passiva por meio da concordância da impedância e a distorção do caminho. Dessa forma, esse trabalho tem como objetivo apresentar um modelo matemático do sistema mecânico do movimento do caminhar mais a impedância mecânica e induzir uma alteração no modelo equivalente à utilização de um elemento mecânico denominado Palmilha de Assistência Derivada do Biomaterial Látex (DGC). A palmilha, que será personalizada, terá características biocompatíveis e regenerativas, e compreenderá basicamente amortecedores em sua constituição.

Para obter o modelo matemático será usada a ferramenta *Bond Graph* (BG), um método alternativo as práticas clássicas de modelagem existentes introduzido por Paynter em 1961. Devido sua representação gráfica do sistema físico dinâmico, o BG facilita a compreensão da influência de cada elemento e a visualização do fluxo de

energia (ganho e perdas) por todo o sistema em estudo.

Dessa forma, o artigo discutirá as seguintes problemáticas, i) variação da tensão de cisalhamento e da pressão e ii) deflexão estática no processo. Respostas para estas questões irão propiciar maior compreensão do complexo processo de interação da passada do paciente diabético e o ambiente. Além disso, o conceito de controle orgânico será proposto na discussão do artigo visto que a necessidade da elaboração de uma teoria que compreenda a influência de elementos de controle em sistemas biológicos.

MATERIAIS E MÉTODOS

A passada do diabético é um sistema bioinspirado, ou seja, procedimentos e técnicas simbióticas e microcognitivas são necessários para sua alteração. O controlador orgânico a ser proposto recorre às percepções do conjunto dos processos mentais utilizados para classificação, reconhecimento e compreensão do caminhar humano. Dessa forma, a metodologia adotada neste estudo pode ser definida em 4 etapas:

- a) Definir as hipóteses simplificadoras;
- b) Formulação matemática para a deflexão e alteração da trajetória;
- c) Especificação dos sistemas mecânicos análogos ao sistema real;
- d) Especificação do sistema mecânico análogo ao dispositivo biotecnológico DCG.

A) **Hipóteses simplificadoras.**

Algumas considerações necessariamente foram assumidas na modelagem matemática do sistema que são fundamentais para

se evitar uma complexidade elevada e, por vezes, desnecessária, do modelo. Estas são:

- i) O modelo desenvolvido é apenas uma representação aproximada, ou seja, não existe um modelo único do sistema, mas sim uma família de modelos com características e desempenhos variados;
- ii) Desprezou-se a força de atrito de Coulomb, estático (amortecedor), mas considerou-se o atrito seco da superfície;
- iii) A 1ª Lei da Termodinâmica foi aplicada;
- iv) Considera-se o efeito da equação de Lagrange (δq_i) deslocamento virtual não-infinitesimal.
- v) O deslocamento dos elementos (deflexão) será denominado por δ em regime estacionário.
- vi) A superfície S é fixa, ou seja, será considerado sem desalinhamentos (buracos e degraus) e nos casos de aclave e declive uma angulação será atribuída.
- vii) Não haverá rotação em torno dos eixos, apenas movimento translacional será trabalhado.
- viii) Simetria das pernas será tratada a perna direita.
- ix) Os parâmetros do sistema são concentrados.

B) **Formulação matemática para a deflexão e alteração da trajetória.**

A equação que se propõe para descrição da formação da trajetória normal é dada por:

$$x(t) = (k/4) * \sin(t) \quad (01)$$

Onde **t** é o tempo em segundos e **k** é a posição inicial (valor k inicial para incrementação do sinal) e **x(t)** posição final em metro, com condições iniciais nulas.

Devido aos fenômenos evolutivos da deformação do pé e diminuição da flexibilidade, a trajetória da pessoa com diabetes é alterada. Nesse contexto o sistema mecânico proposto análogo ao sistema em estudo possui uma impedância mecânica para representar o modelo de passada passiva, o diferencial com a passada normal. Na Figura 1 apresenta-se a ideia referente à descrição de três tipos de passadas normais, que são monitorados caso uma alteração do movimento ocorre quando um paciente diabético realiza a passada. As características normais podem ser medidas pela posição destes 3 pontos A, B e C e monitorizadas para qualquer deslocamento causado pela impedância mecânica (ou distorção ou distúrbio interno).

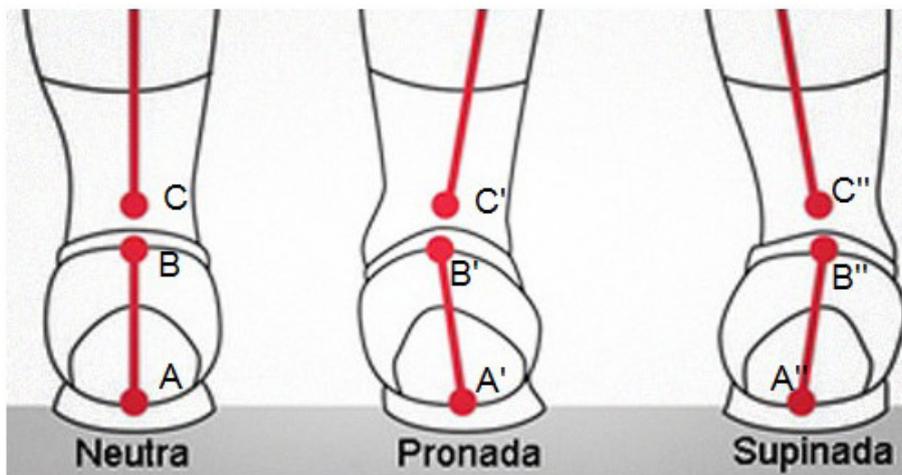


Figura 1 – Diagrama ilustrativo dos pontos A, B e C durante as pisadas neutra, pronada e supinada. Fonte: Prof. Dr. João Moura [38] e modificada pelo próprio autor (2016).

Para descrever a passada passiva formula-se a seguinte expressão:

$$x_p(t) = \left(\frac{k}{4}\right) * \sin(t) * m * g * h * \sin(\theta) + \text{noise} \quad (02)$$

Onde x_p é a trajetória da passada passiva; m = massa (kg); g = gravidade; h = distância do centro de massa do indivíduo até ângulo de balanço e θ o ângulo de balanço, com condições iniciais nulas. Esses elementos remetem ao modelo do pêndulo invertido, porém com algumas alterações. O seno do ângulo θ não será mais desprezado (usual na análise do modelo), pois o paciente

é diabético, e isso implica em um erro de aproximadamente 1,2% [32] em consequência disso os autores consideram que para o diabético esse erro teria maior significância.

A representação matemática do sinal foi simulada para a caminhada normal e passiva. A Figura 2 apresenta ambos os sinais que serão aplicados como sinais de entrada no sistema.

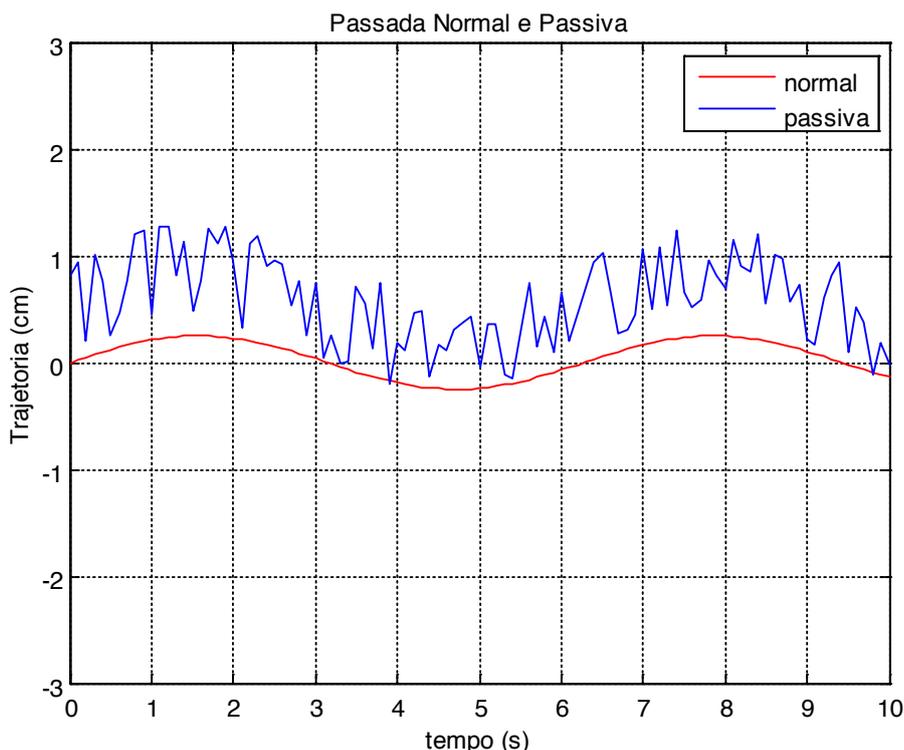
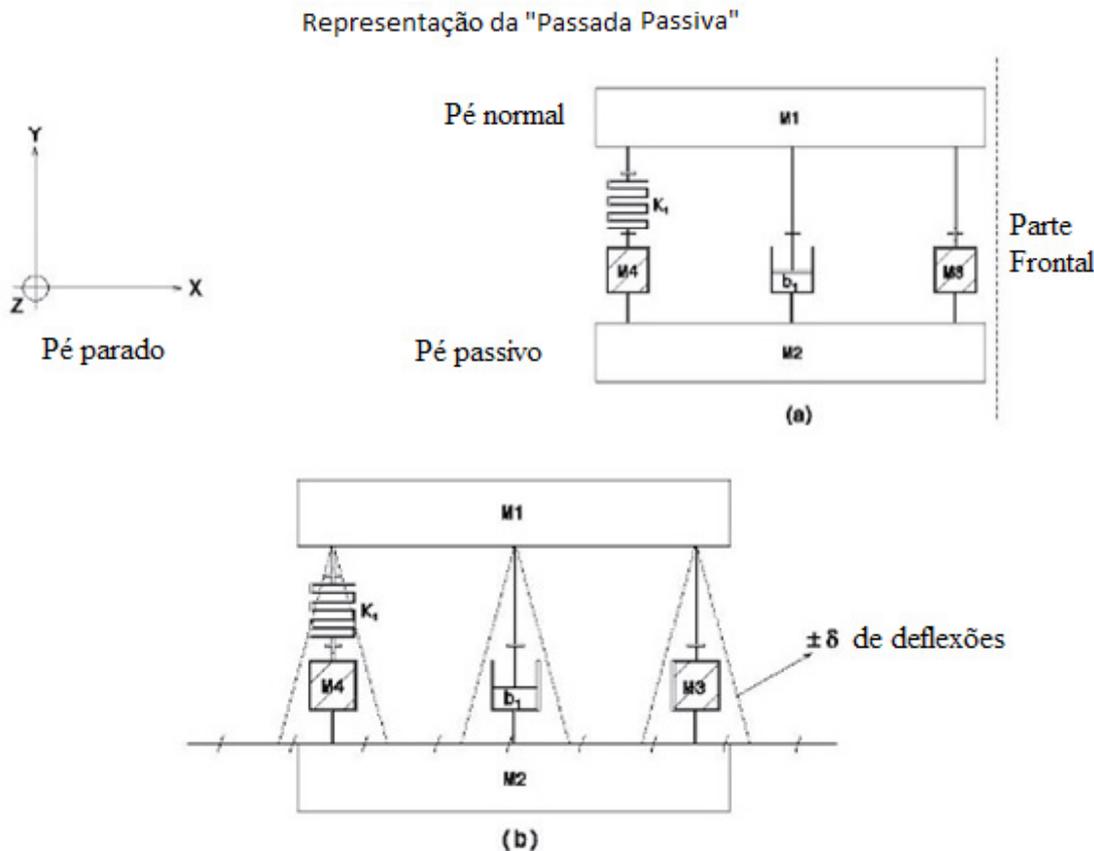


Figura 2 – Sinais de entrada para o modelo correspondente à caminhada normal e passiva. Fonte: Do próprio autor (2016).

C) **Especificação dos sistemas mecânicos análogos ao sistema real.**

Na Figura 3 é apresentado uma simplificação de um análogo para o pé direito com passada passiva considerando quando este está parado (Sistema I) e em movimento com deflexão (Sistema II).



(b) Pé em movimento com deflexão estática nos elementos

Figura 3 – Pé direito com passada passiva considerando quando este está (a) parado e (b) em movimento com deflexão. Fonte: Do próprio autor (2016).

O Sistema II é semelhante ao Sistema I, porém seus elementos massa (M3 e M4), mola (C1) e o amortecedor (R0) sofre deflexão estática. Nesse sistema para maior compreensão, a referência ao pêndulo invertido é necessária. No pêndulo invertido o menor ângulo de balanço K_{angle} , quem determina o torque angular, é adicionado ao momento de inércia do corpo. Para o atrito, no caso do Sistema II, a deflexão é representada pelo decaimento do coeficiente de

atrito resultante da combinação dos atritos de Coulomb, seco e viscoso, como apresentado na Equação 3.

$$F_a = (F_0 \cdot e^{-\alpha|v|} + F_e) \operatorname{sgn}(v) + b \cdot v \quad (03)$$

Considerando $F_a = F_0$ e que a velocidade será sempre positiva $v > 0$ logo é possível obter a Equação 4:

$$\frac{F_a}{v} = (1 - e^{-\alpha v}) b^{-1} v \quad (04)$$

Onde α = constante que caracteriza o decaimento do atrito estático com a velocidade do látex.

Assim, uma pessoa sem diabetes tem como representação análoga ao seu pé apenas m_1 . Porém, um indivíduo com diabetes é também influenciado pelos

elementos m_3, m_4, k e b , isso devido à passada passiva.

Além disso, aclives e declives foram introduzidos para maior compreensão dos fatores que influenciam na imprecisão da passada. A Figura 4 apresenta o sistema análogo à locomoção em superfícies irregulares, com aclives e declives (Sistema III).

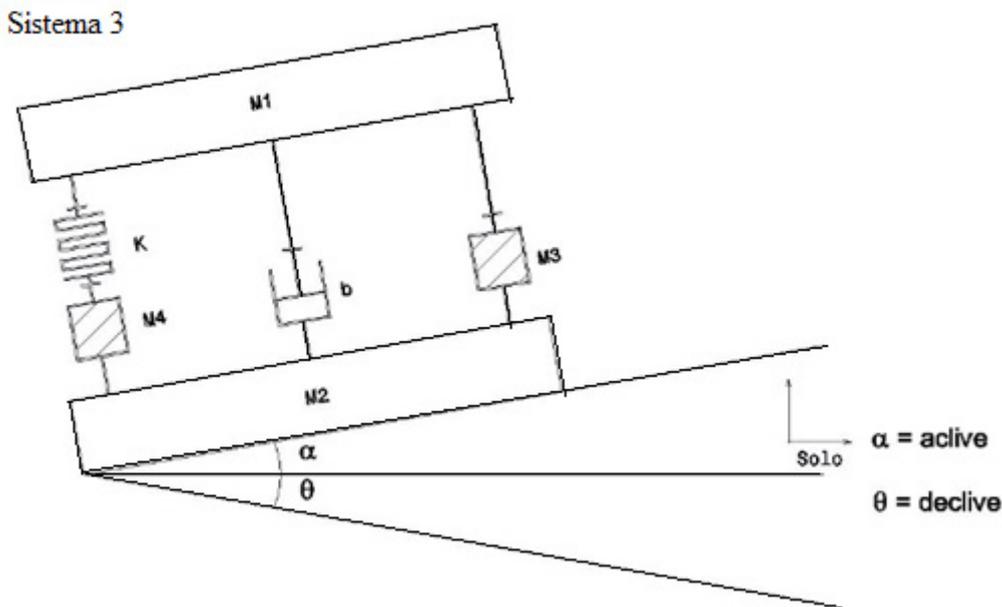


Figura 4 – Pé direito com passada passiva quando em superfície irregular. Fonte: Do próprio autor (2016).

O entendimento das características de controle moderno desses sistemas tais como: diagrama de fase, tipo do sistema hamiltoniano ou conservativo, robustez, distúrbios serão analisados nos resultados para que possa propor e introduzir o controlador orgânico para realizar as modificações necessárias na dinâmica desse sistema.

D) **Especificação do sistema mecânico análogo a nova técnica biotecnológica (DCG).**

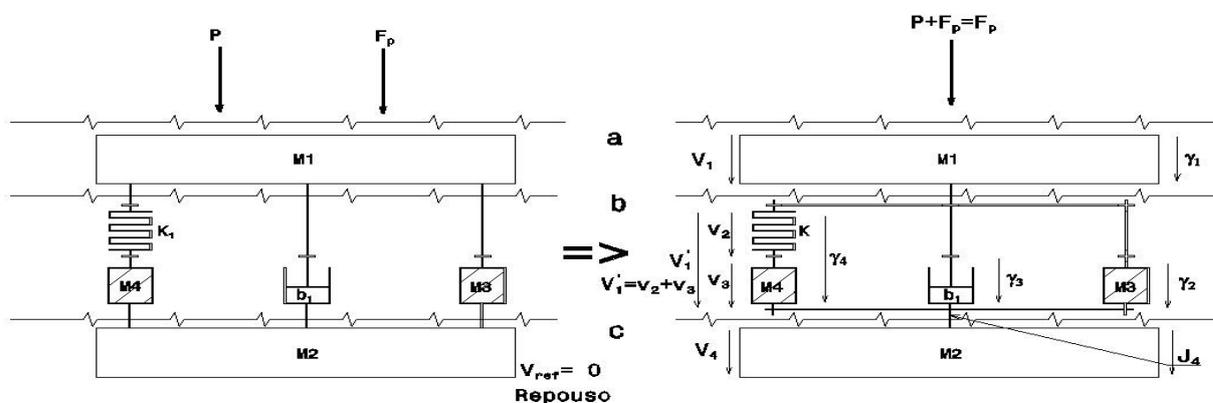
No sentido, apresentar um modelo matemático do sistema mecânico do movimento da caminhada passiva com a presença de um novo elemento mecânico denominado nesse artigo de *DCG*. O modelo do

protótipo, que será imbuído da inovação *personalização* (para cada necessidade um modelo distinto), terá como características alterações das variáveis pressão e tensão de cisalhamento, ações motivadas pela inovadora estrutura (amortecedores em sua constituição). O biomaterial derivado do látex (*Hevea Brasiliens*) e a constituição dos amortecedores a que esse conjunto prematuramente nominado de *Controle Orgânico*, conforme o andamento de nossas investigações científicas em estudos futuros será empregado para a correção dos fenômenos físicos (injúrias e deficiências) elencados anteriormente. A utilização do látex, que é uma seiva leitosa, antes de vulcanizar é um organismo vivo que fará parte da constituição dos amortecedores

em uma relação simbiótica. Em um sistema de simbiose o ocorre uma relação mutuamente vantajosa, na qual, dois ou mais organismos diferentes são beneficiados por esta associação. Diante disso – tanto o pé com alterações mecânicas sofridas pela introdução da palmilha diabética quanto a palmilha terão como fluido a seiva leitosa do látex. Essa seiva, sofrerá modificações benéficas (se tornando inerte) em contato com a temperatura do pé. Assim, dentro do conceito simbiótico, ambos se beneficiarão.

Outrossim, o uso do biomaterial também possui atividade angiogênica, o que reforça tal troca de benefícios.

Diante do exposto a classificação de órtese ou prótese não mais se aplica criando então a nomenclatura Controle Orgânico. E, por isso, o sistema biotecnológico DCG contribui para melhor comportamento da passada passiva e para isso recorre à mudança de variáveis mecânicas e adaptação dos amortecedores com viscosidade interna controlada e personalizada.



- A força F_p nos pontos "a" e "b" são iguais (Junção 0)
- M_3, b_1, K_1, M_4 estão em paralelo entre si \Rightarrow Junção 0 mesmo esforço - velocidade
- K_1 e M_4 estão em série - Junção 1 \rightarrow mesmo fluxo mas com velocidades diferentes.

Figura 5 – Sistema mecânico análogo ao dispositivo biotecnológico DGC.

Fonte: Do próprio autor (2016).

Os amortecedores são necessários visto que o conceito de trabalho é potência mecânica pela lei de conservação que implicará em um aumento do impacto (tensão de cisalhamento) entre a passada normal e passiva. De acordo com a equação 03 a redução da tensão de cisalhamento pode ser alcançada por meio da viscosidade dinâmica. Como o DCG é um biomaterial e devido às propriedades do látex, logo é possível a obtenção de um densidade variável por meio do processo de confecção, tratamento e origem do látex.

$$\tau = \eta \dot{\gamma} \quad (03)$$

onde τ é a tensão de cisalhamento, η é viscosidade dinâmica e $\dot{\gamma}$ é a taxa de cisalhamento.

Reportando-se a equação (03), a viscosidade dinâmica é determinada como unidade de viscosidade cinemática (ν) e podemos reescrevê-la na equação (04) onde estará em função da densidade do látex (ρ):

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} \quad (04)$$

Ou seja, para cada paciente pôde-se variar a densidades da amostra e com isso interferir diretamente na relação tensão cisalhamento e taxa de cisalhamentos através da viscosidade dinâmica (η).

Um modelo proposto e sua análise pretende apresentar quais as mudanças dinâmicas que o DGC introduz.

Após o modelo em *Bond Graph* foram obtidas as equações para a construção da matriz de espaço de estado para os três sistemas modelados e o DCG.

A análise inicial do grafo de ligação da Figura 6, os elementos de dois terminais a causalidade determinam como o elemento generalizado pode armazenar energia e interagir produzindo as relações dinâmicas num sistema. Duas formas de causalidade podem ser identificadas: integral e derivativa.

De acordo com [37], a forma mais natural é denominada causalidade integral, pois evita o processo de derivação temporal das variáveis dinâmicas. No Sistema I, observa-se que não há presença de causalidade derivativa, o que significa que a equação de estado desse sistema será da forma explícita, $\dot{x} = Ax + Bu$ e $y = Cx + Du$. A Figura 10 apresentam a matriz de estado para o Sistema I.

$$\begin{pmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \\ \dot{x}_5 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\left(\frac{R_1 + R}{M_1}\right) & 0 & -\left(\frac{R_1 + R}{M_2}\right) & 0 & 0 \\ -\frac{R_1}{M_1} & -\frac{R_1}{M_3} & 0 & -\frac{R_1}{M_2} & 0 \\ \frac{R}{M_3} & 0 & -\frac{R}{M_2} & 0 & 0 \\ -\frac{R_1}{M_1} & -\frac{R_1}{M_3} & 0 & -\frac{R_1}{M_2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -\frac{1}{M_2} & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \\ x_5 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} R_1 + R \\ 0 \\ R \\ R_1 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (Fa)$$

Figura 10 – Sistema I modelado representado na forma de espaço de estado. Fonte: Do próprio autor (2016).

Assim, a partir da obtenção do espaço de estado é possível concluir que o vetor de estado é de ordem $x \in R^5$, sistema explícito, sem *loop* algébrico e SISO (*Single Input Single Output*). Além disso, é um sistema linear invariante no tempo, contínuo, determinístico e de parâmetros concentrados.

Aplicando a mesma metodologia de obtenção de equações para sistema II e III (classificação similar ao sistema I) obtêm-se

sistemas com causalidade derivativa com ordem $x \in R^5$, porém com a matriz B (5x2) que caracteriza um sistema MIMO (*Multiple Input Multiple Output*). Isso implica que o sistema designa-se multivariável pois tem mais do que uma variável de entrada e pode ter mais do que uma variável de saída, ou seja, nas dimensões de $u(t)$ e $y(t)$, iguais respectivamente a $p > 1$ ou $q > 1$.

$$\begin{pmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \\ \dot{x}_5 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\frac{R_0}{M_1} & -\frac{R_0}{M_3} & \frac{1}{M_2} & -\frac{R_0}{M_4} & 0 \\ -\frac{R_0}{M_1} & -\frac{R_0}{M_3} & 0 & -\frac{R_0}{M_4} & 0 \\ -\frac{R_1}{M_1} & 0 & -\frac{R_1}{M_2} & 0 & 0 \\ -\frac{R_0}{M_1} & -\frac{R_0}{M_3} & 0 & -\frac{R_0}{M_4} & -c_1 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{M_4} & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \\ x_5 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} R_0 & R_0 \\ R_0 & R_0 \\ R_1 & R_1 \\ R_0 & R_0 \\ 0 & 0 \end{pmatrix} (P \quad Fa)$$

Figura 11 – Sistema II modelado representado na forma de espaço de estado.
Fonte: Do próprio autor (2016).

Note que as variáveis de estado não são quantidades fisicamente mensuráveis ou observáveis. Mas nota-se que estas são

influenciáveis com uma ponderação adequada das massas em uma relação inversa de proporcionalidade.

$$\begin{pmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \\ \dot{x}_5 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\frac{R_0}{M_1} & -\frac{R_0}{M_3} & \frac{1}{M_2} & -\frac{R_0}{M_4} & 0 \\ -\frac{R_0}{M_1} & -\frac{R_0}{M_3} & 0 & -\frac{R_0}{M_4} & 0 \\ -\frac{R_1}{M_1} & 0 & -\frac{R_1}{M_2} & 0 & 0 \\ -\frac{R_0}{M_1} & -\frac{R_0}{M_3} & 0 & -\frac{R_0}{M_4} & -c_1 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{M_4} & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \\ x_5 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} R_0 & R_0 \\ R_0 & R_0 \\ R_1 & R_1 \\ R_0 & R_0 \\ 0 & 0 \end{pmatrix} (Fa \quad MSF)$$

Figura 12 – Sistema III modelado representado na forma de espaço de estado.
Fonte: Do próprio autor (2016).

Nesse sistema temos que observar que o objetivo dos amortecedores é dividir os esforços (velocidades) oriundos da passada. Por isso o foco agora não é apenas a variável força e sim também a distribuição da velocidade. A junção aplicada ao BG

nesse sistema é uma junção 0 – pois está tem como objetivo realizar uma ligação de impor esforço no amortecedor. Para simplificar serão considerados nesse primeiro momento apenas 2 amortecedores.

$$\begin{pmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \\ \dot{x}_5 \\ \dot{x}_6 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & -\frac{R_0}{M_3} & \frac{1}{M_2} & -\frac{R_0}{M_4} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{R_0}{M_1} & -\frac{R_0}{M_3} & 0 & -\frac{R_0}{M_4} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\frac{R_1}{M_1} & 0 & -\frac{R_1}{M_2} & 0 & 0 & \frac{1}{M_2} & -\frac{R_0}{M_4} & 0 \\ -\frac{R_0}{M_1} & -\frac{R_0}{M_3} & 0 & -\frac{R_0}{M_4} & -c_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{M_4} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{R_0}{M_1} & -\frac{R_0}{M_3} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\frac{R_0}{M_4} & 0 \\ -\frac{R_1}{M_1} & 0 & 0 & 0 & 0 & -\frac{R_1}{M_2} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{R_0}{M_1} & -\frac{R_0}{M_3} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\frac{R_0}{M_4} & -c_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{M_4} & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \\ x_5 \\ x_6 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ -R_0 & R_0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 1 & \frac{2R_3 + 2R_1 + R_3R_2}{2R_1 + 2R_3} \\ -R_1 & -R_1 + \frac{R_3}{2R_1 + 2R_3} \end{pmatrix} (SF_0 \ SF_1)$$

Figura 13 – Sistema DGC modelado representado na forma de espaço de estado.
 Fonte: Do próprio autor (2016).

Análise Dinâmica da Introdução do controlador orgânico (DGC)

CONSIDERAÇÕES FINAIS E CONCLUSÕES

A ferramenta Bond Graph foi utilizada para modelar matematicamente um sistema mecânicos análogo a passada passiva de um caminhar diabético por meio da concordância da impedância e a distorção do caminho. Foram modeladas os sistemas três sistemas: quando parado, em movimento com deflexão e em passada passiva quando em superfície irregular. Além disso, foi proposto um modelo equivalente utilizando uma palmilha mecânica (DCG), composta por amortecedores e membrana de látex. Com isso, foram obtidas as equações para a

construção da matriz de espaço de estado e sua análise correspondente.

Os elementos do sistema com pé parado determinam como o elemento generalizado pode armazenar energia e interagir produzindo as relações dinâmicas num sistema, observou-se que não há presença de causalidade derivativa, por tanto um sistema explícito, linear invariante no tempo, contínuo, determinístico e de parâmetros concentrados.

Aplicando a mesma metodologia de obtenção de equações para sistema II e III obteve-se sistemas com causalidade derivativa que caracteriza um sistema MIMO (*Multiple Input Multiple Output*) e isso

implicou um sistema multivariável e uma análise de como as massas podem melhorar ou intervir nos estados dos sistemas.

Com o sistema DCG observou-se que os amortecedores dividem os esforços (velocidades) oriundos da passada, pelo que o foco não é apenas a variável força e sim também a distribuição da velocidade. Visto isso, ressalta-se a importância de se considerar a influência dos elementos de controles dentro de um sistema biológico. Neste artigo, foi possível avaliar a influência dos amortecedores na palmilha proposta, que propiciam a distribuição dos esforços durante a pisada e podem propiciar uma melhora no caminhar de dos diabéticos. ©

REFERÊNCIAS

[1] Mueller MJ, Minor SD, Sahrmann SA, et al. Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls. *Phys Ther*. 1994; 74:299-313.1

[2] Diabetes. [<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/en/>].

[3] Reaz M, Hussain M, Mohd-Yasin F: Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications (Correction). *Biol Proced Online* 2006, 8:163–163.

[4] Soysa et al.: Importance and challenges of measuring intrinsic foot muscle strength. *Journal of Foot and Ankle Research* 2012, 5:29. doi:10.1186/1757-1146-5-29

[5] Sartor et al.: Effects of a combined strengthening, stretching and functional training program versus usual-care on gait biomechanics and foot function for diabetic neuropathy: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2012 13:36. doi:10.1186/1471-2474-13-36

[6] Fregonesi CEPT; Camargo MR, Gait parameters in patients with diabetes mellitus. *Rev. Bras. Cineantropom Desempenho Humano* 2010, 12(2):155-163.

[7] Cavanagh PR, Ulbrecht JS: *Biomechanics of the diabetic foot: a quantitative approach to the assessment of neuropathy, deformity and plantar pressure* Philadelphia: W.B. Saunders; 1991.

[8] Rao S, Saltzman CL, Yack HJ: Relationships between segmental foot mobility and plantar loading in individuals with and without diabetes and neuropathy. *Gait Posture* 2010, 31(2):251-255.

[9] Bus SA, Maas M, Michels RP, Levi M: Role of intrinsic muscle atrophy in the etiology of claw toe deformity in diabetic neuropathy may not be as straightforward as widely believed. *Diabetes Care* 2009, 32(6):1063-1067.

[10] Rodgers MM: Dynamic foot biomechanics. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995, 21(6):306-316.

[11] Sacco IC, Bacarin TA, Canettieri MG, Hennig EM: Plantar Pressures During Shod Gait in Diabetic Neuropathic Patients with and without a History of Plantar Ulceration. *J Am Podiatr Med Assoc* 2009, 99(4):285-294.

- [12] James S. Wrobel, D.P.M., M.S., and Bijan Najafi, Ph.D., M.S. Diabetic Foot Biomechanics and Gait Dysfunction *Journal of Diabetes Science and Technology* Volume 4, Issue 4, July 2010, 833;845.
- [13] Richardson JK, Thies SB, DeMott TK, Ashton-Miller JA. Gait analysis in a challenging environment differentiates between fallers and nonfallers among older patients with peripheral neuropathy. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86(8):1539-1544.
- [15] Yavuz M, Botek G, Davis BL. Plantar shear stress distributions: comparing actual and predicted frictional forces at the foot-ground interface. *J Biomech.* 2007;40(13):3045-9.
- [16] Stucke S, McFarland D, Goss L, Fonov S, McMillan GR, Tucker A, Berme N, Guler HC, Bigelow C, and Davis BL, Spatial relationships between shearing stresses and pressure on the plantar skin surface during gait. *Biomech.* 2012 February 2; 45(3): 619–622. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.11.004.
- [17] Sawacha Z, Gabriella G, Cristoferi G, Guiotto A, Avogaro A, Cobelli C. Diabetic gait and posture abnormalities: A biomechanical investigation through three dimensional gait analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009; 24:722–728.
- [18] Sinacore DR, Bohnert KL, Hastings M, Johnson JE. Mid foot kinetics characterize structural polymorphism in diabetic foot disease. *Clinical Biomechanics.* 2008;23:653-61.
- [19] Turner DE, Helliwell PS, Burton AK, Woodburn J. The relationship between passive range of motion and range of motion during gait and plantar pressure measurements. *Diabet Med.* 2007;24:1240-6.
- [21] Guldemond NA, Leffers P, Schaper NC, Sanders AP, Nieman F, Willems P, Walenkamp GHIM. The effects of insole configurations on forefoot plantar pressure and walking convenience in diabetic patients with neuropathic feet. *Clin Biomech* 2007;22(1):81-87.
- [22] Hsi WL, Chai HM, Lai JS. Evaluation of rocker sole by pressure-time curves in insensate forefoot during gait. *Am J Phys Med Rehabil* 2004;83(7):500-5-6.
- [23] Raspovic et al.: Reduction of peak plantar pressure in people

with diabetes-related peripheral neuropathy: an evaluation of the DH Pressure Relief Shoe™. *Journal of Foot and Ankle Research* 2012 5:25.

[24] Piaggese A, Macchiarini S, Rizzo L, Palumbo F, Tedeschi A, Nobili LA, Leporati E, Scire V, Teobaldi I, Del Prato S: An off-the-shelf instant contact casting device for the management of diabetic foot ulcers. *Diabetes Care* 2007, 30(3):586–590.

[25] Hennessy K, Burns J, Penkala S: Reducing plantar pressure in rheumatoid arthritis: A comparison of running versus off-the-shelf orthopaedic footwear. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2007, 22(8):917–923.]

[26] Pai S, and Ledoux WR, PhD The shear mechanical properties of diabetic and non-diabetic plantar soft tissue *J Biomech.* 2012 January 10; 45(2): 364–370. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.10.021.

[27] Carter SE, Richardson JK, Thies S, DeMott T, Ashton-Miller JA. The relationship between frontal plane gait variability and ankle range of motion in older persons with neuropathy. *Am J Phys Med Rehabil.* 2009 March ; 88(3): 210–215. doi:10.1097/PHM.0b013e318194fb3c.

[32] Russell KH; Bradley J R. *Intermediate Physics for Medicine and Biology*, Fourth Edition, ISBN-10: 0-387-30942-X e-ISBN-10: 0-387-49885-0; 2007 Springer Science pg. 543.

[37] Paynter H. An epistemic prehistory of Bond Graphs. In P. Breedveld and G. Dauphin-Tanguy, Eds., *Bond Graphs for Engineers*. Amsterdam: North-Holland, 1992, pp. 3–17.

[38] Dr. João Moura (CREF 07870-G\SC): <http://denutricao.blogspot.com.co/2013/07/de-rua-introducao-o-esporte-de-corrida.html>